



УКРАЇНА

(19) **UA** (11) **121804** (13) **U**
(51) МПК (2017.01)
G09B 23/28 (2006.01)
G01T 1/00

МІНІСТЕРСТВО
ЕКОНОМІЧНОГО
РОЗВИТКУ І ТОРГІВЛІ
УКРАЇНИ

(12) ОПИС ДО ПАТЕНТУ НА КОРИСНУ МОДЕЛЬ

(21) Номер заявки: u 2017 07989	(72) Винахідник(и): Старенький Віктор Петрович (UA), Вінніков Володимир Анатолійович (UA), Чернявський Ігор Юрійович (UA), Васильєв Леонід Леонідович (UA), Дураченко Василь Васильович (UA), Анашкін Олександр Анатолійович (UA), Власенко Володимир Олександрович (UA)
(22) Дата подання заявки: 31.07.2017	
(24) Дата, з якої є чинними права на корисну модель: 11.12.2017	
(46) Публікація відомостей про видачу патенту: 11.12.2017, Бюл.№ 23	(73) Власник(и): ДЕРЖАВНА УСТАНОВА "ІНСТИТУТ МЕДИЧНОЇ РАДІОЛОГІЇ ІМ. С.П. ГРИГОР'ЄВА НАЦІОНАЛЬНОЇ АКАДЕМІЇ МЕДИЧНИХ НАУК УКРАЇНИ", вул. Пушкінська, 82, м. Харків, 61024 (UA)

(54) ПРИСТРІЙ ДЛЯ МОДЕЛЮВАННЯ РОЗПОДІЛУ В КРИТИЧНИХ ОРГАНАХ ФАНТОМА ЛЮДИНИ ПОГЛИНУТОЇ ДОЗИ ІОНІЗУЮЧОГО ВИПРОМІНЮВАННЯ РІЗНОГО СПЕКТРА

(57) Реферат:

Пристрій для моделювання розподілу в критичних органах фантома людини поглинутої дози іонізуючого випромінювання різного спектра містить прямокутний, вертикально встановлений корпус з фантомом людини, усередині якого розміщені детектори іонізуючого випромінювання. Корпус і міцно закріплений в ньому фантом встановлено з можливістю переміщення в горизонтальній і вертикальній площинах на U-подібній несучій рамі з основою. Додатково пристрій містить два кутоміри, один з яких розташований на бічній стінці корпусу по його горизонтальній осі, а другий - на основі корпусу по його вертикальній осі. При цьому кожний з кутомірів кінематично пов'язаний через датчики кутового положення фантома по горизонталі і вертикалі відповідно до приводів горизонтального і вертикального переміщення, які з'єднані з відповідними блоками керування.

UA 121804 U

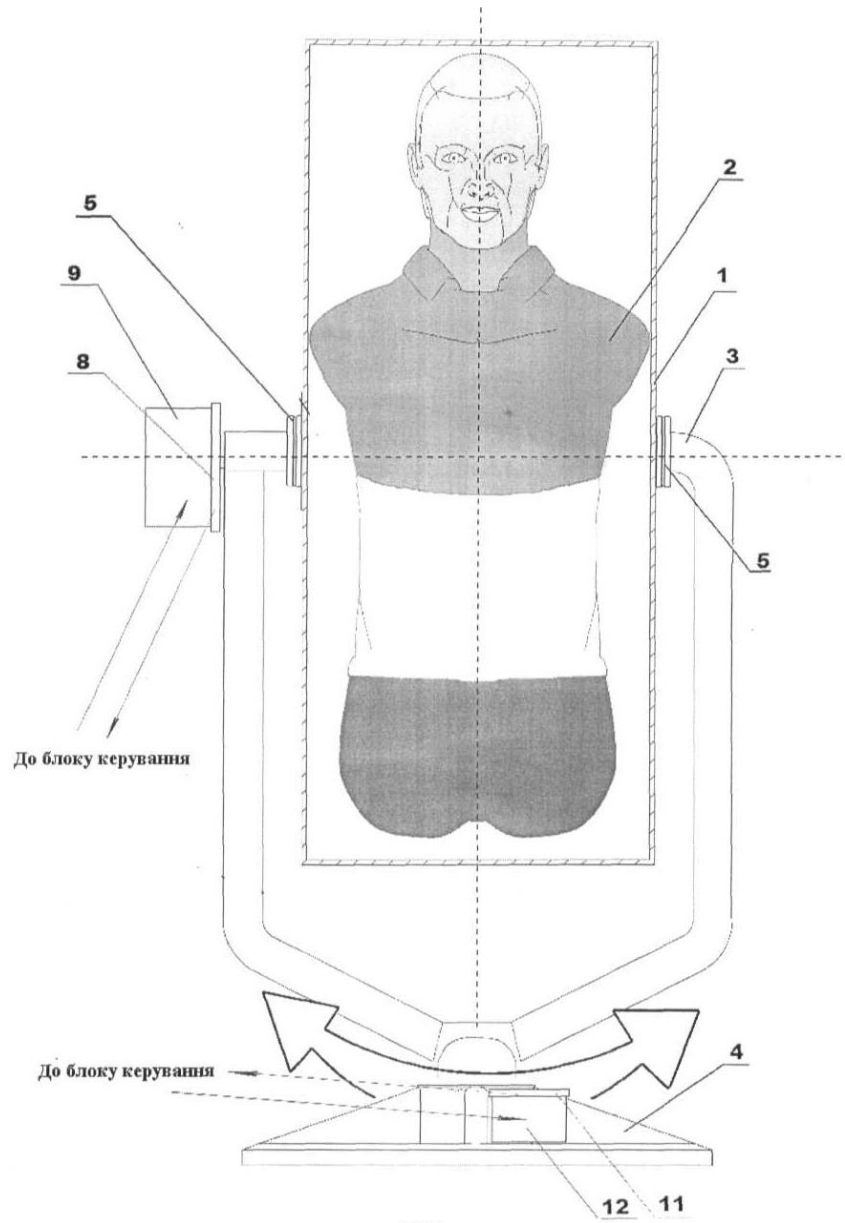


Fig. 1

Корисна модель належить до галузі дозиметрії іонізуючих випромінювань і може бути використана для моделювання розподілу в тілі людини поглинутої дози (ПД) іонізуючого випромінювання (ІВ) різного спектра.

5 Нерівномірне опромінення біологічних об'єктів характеризується змінним енергетичним спектром випромінювання, тому для адекватного прогнозу ступеня тяжкості променевого ураження необхідна коректна оцінка розподілу ПД в тілі конкретного об'єкта.

Основу численних методів моделювання розподілу ПД в тілі біологічного об'єкта становлять чисельні методи розрахунку перенесення ІВ, наприклад метод Монте-Карло [1].

10 У відомому методі моделювання розподілу доз опромінення в органах і тканинах пацієнта як пристрій для розподілу ПД використовується стандартний воксельний фантом Алдерсона-Рендо з точковими детекторами MCNP, за допомогою якого розраховують просторові дозові розподіли ПД в тілі пацієнта від створюваного модельного джерела рентгенівського випромінювання. Розрахунок реалізується у вигляді пакета комп'ютерних програм.

15 Відомий пристрій для моделювання просторового розподілу ПД в тілі людини, що містить тканіноеквівалентний фантом тулуба людини, який розділений на горизонтальні шари з комірками. В такі комірки вставляють термолюмінесцентні детектори (ТЛД). Після опромінення фантома фіксують показання з кожного із детекторів. На підставі отриманих даних будується просторовий розподіл ПД в тілі людини [2]. Однак використання відомих пристроїв пов'язано з великою трудомісткістю вимірювань та складністю обробки експериментальних даних.

20 Найбільш близьким за технічною суттю та ефектом, який досягається, до пристрою, що заявляється, є пристрій для моделювання розподілу в тілі людини ПД ІВ, який складається з воксел-фантома ICRP стандартної людини. Воксел-фантом являє собою модель тіла людини, яку вміщено в прямокутний корпус, заповнений повітрям та розділений на комірки однакового розміру. Кожна комірка несе у собі номер органа, до якого вона належить, а кожному органу відповідає свій матеріал, що позначає вміст цієї комірки, а також об'ємну щільність матеріалу. 25 Після опромінення знімають значення ПД з детекторів, вміщених у відповідні вокселі, і, використовуючи спеціальні програми, розраховують розподіл дози в тілі людини.

Недолік пристрою полягає у відсутності точного позиціонування фантома відносно напрямку випромінювання, що не дозволяє точно визначити гранично допустимі поглинуті радіаційні дози критичними органами. Похибка у визначенні дози може досягати 1-2 Гр. Отже, неможливо об'єктивно оцінити реальний розподіл радіаційних навантажень в аварійних ситуаціях.

В основу корисної моделі поставлено задачу створення пристрою, в якому взаємозв'язок корпусу з фантомом через рухливу раму з двома кутомірами, розташованими відповідно по його горизонтальній і вертикальній осі з подальшим кінематичним з'єднанням через датчики кутового 35 положення фантома по горизонталі та вертикалі з відповідними приводами, дозволяє поетапно пересувати корпус з фантомом на 45°, в діапазоні від 0 до 180°, в горизонтальній, а потім у вертикальній площинах, що забезпечує при кожному черговому переміщенні точне позиціонування фантома зі збереженням високої точності вимірювання ПД. Остання умова є необхідною для забезпечення оптимального розподілу ПД в моделі кожного критичного органа людини, яке дозволить об'єктивно оцінити реальний розподіл радіаційних навантажень в 40 біологічних об'єктах при аварійній ситуації.

Поставлену задачу вирішують таким чином, у відомому пристрої для моделювання розподілу в критичних органах фантома людини поглинутої дози іонізуючого випромінювання різного спектра, що містить прямокутний, вертикально встановлений корпус з фантомом 45 людини, усередині якого розміщені детектори іонізуючого випромінювання, відповідно до корисної моделі, корпус і міцно закріплений в ньому фантом встановлено з можливістю переміщення в горизонтальній і вертикальній площинах на U-подібній несучій рамі з основою, додатково містить два кутоміри, один з яких розташований на бічній стінці корпусу по його горизонтальній осі, а другий - на основі корпусу по його вертикальній осі, при цьому кожний з 50 кутомірів кінематично пов'язаний через датчики кутового положення фантома по горизонталі і вертикалі відповідно до приводів горизонтального і вертикального переміщення, які з'єднані з відповідними блоками керування.

Суть корисної моделі, що заявляється, пояснюється наступними кресленнями:

на фіг. 1 зображений загальний вигляд пристрою, що заявляється;

55 на фіг. 2 схематично представлено переміщення пристрою, що заявляється, у вертикальній площині;

на фіг. 3 схематично представлено переміщення пристрою, що заявляється, в горизонтальній площині;

на фіг. 4а-д представлено розподіл ПД в критичних органах черевної порожнини фантома людини в горизонтальній площині відповідно при наступних кутах його переміщення відносно пучка ІВ-0°; 45°; 90°; 270°; 315°.

Пристрій для моделювання розподілу в критичних органах фантома людини ПД ІВ містить прямокутний, вертикально встановлений металевий корпус 1 із міцно закріпленим фантомом людини 2. Усередині фантома 2 розміщені детектори іонізуючого випромінювання (на кресленнях не показані). Корпус 1 з фантомом 2 встановлений з можливістю переміщення в горизонтальній і вертикальній площинах на U-подібній несучій рамі 3 з основою 4. Для повільного пересування корпусу 1 з фантомом 2 в горизонтальній площині в місці з'єднання несучої рами 3 і бічних стінок корпусу 1 по його горизонтальній осі розташовані два підшипники 5, а для переміщення корпусу 1 у вертикальній площині в центрі основи 4 по вертикальній осі корпусу 1 розташований третій підшипник 6 (фіг. 2). Визначення величини кута переміщення корпусу 1 з фантомом 2 як в горизонтальній, так і у вертикальній площинах здійснюється за допомогою двох кутомірів. Кутомір 7 (фіг. 2) розташований на бічній стінці корпусу 1 по його горизонтальній осі і кінематично пов'язаний через датчик 8 кутового положення фантома 2 по горизонталі з приводом 9 зазначеного напрямку. Кутомір 10 (фіг. 2) розташований на основі 4 корпусу 1 по його вертикальній осі і кінематично пов'язаний через датчик 11 кутового положення фантома 2 по вертикалі з приводом 12 відповідного переміщення. Привід 9 і привід 12, у свою чергу, з'єднані відповідно з блоками керування (на кресленнях не показані).

Всі елементи, які використовуються у пристрої, що заявляється, є стандартними і широко застосовуються при виготовленні різноманітних пристроїв. Як підшипник можливе використання підшипника ковзання одноповерхневого нерознімного, як датчиків - датчика кута повороту оптичного, як приводу - циліндричного редуктора з колекторним двигуном постійного струму.

Пристрій для моделювання розподілу в критичних органах фантома людини ПД ІВ працює таким чином.

Корпус 1 з фантомом 2 пристрою, що заявляється, розміщують у зоні впливу ІВ перпендикулярно напрямку випромінювання. Це положення корпусу 1 з фантомом 2 приймають за вихідне, значення кута повороту дорівнює 0°. Від блока керування (на кресленні не показаний) запускають привід 9, який переміщує корпус 1 з фантомом 2 в горизонтальній площині на 45° за показаннями кутоміра 7 (фіг. 1 та фіг. 3). Переміщення по горизонтальній осі обертання фантома здійснюють поетапно, на 45° кожне наступне переміщення, в діапазоні від 0° до 180°. Момент досягнення повороту фантома на 45° фіксується датчиком 8 і передається на привід 9, який зупиняє переміщення фантома. Після цього виймають дозиметри з фантома 2 посегментно. Для зручності експлуатації фантома 2 в корпусі 1 виконана знімна кришка (на кресленнях не показано). Визначають ПД стандартним методом [4]. Під час пересування фантома 2 виключається його відхилення від ізоцентра завдяки точному позиціонуванню, тому при кожному кутовому пересуванні фантома точність виміру ПД зберігається постійно високою до 0,1 Гр. Всього проводять до 4-х кутових зсувів фантома 2 по горизонтальній осі і вимірюють ПД після кожного його пересування. Використовуючи програму обробки отриманих значень ПД, відтворюють на дисплеї комп'ютера картину розподілу ПД у критичних органах черевної порожнини фантома людини, а саме це нирки, кишечник (фіг. 4а-д), яка відповідає реальним поглинутим дозам. Як програма розрахунку розподілу ПД використовувалась планувальна система Eclipse версія 8.0 [5]. Для кутового пересування корпусу 1 з фантомом 2 у вертикальній площині використовують привід 12, датчик 11 кутового положення фантома 2 по вертикалі, кутомір 10 (фіг. 2), а переміщення по вертикальній осі обертання фантома здійснюють аналогічно переміщенню по горизонтальній осі обертання. Проводять також до 4-х кутових зсувів фантома по вертикальній осі. Визначають ПД у критичних органах фантома людини і відтворюють розподіл ПД у останніх.

Експериментальний зразок пристрою, що заявляється, був випробуваний при визначенні ПД ІВ і оцінці їх розподілу у критичних органах черевної порожнини фантома людини при його переміщенні відносно пучка ІВ на 45°; 90°; 270°; 315° в горизонтальній площині. Результати визначення ПД наведені у таблиці.

Таблиця

Значення ПД у критичних органах фантома, доза ІВ до 6 Мев

№ п/п	Положення фантома відносно пучка ІВ, в градусах	Значення ПД у критичних органах фантома, мГр			Точність вимірювання*, %
		права нирка	ліва нирка	кишечник	
1	0	35	35	878	97
2	315	23	37	850	97
3	45	40	22	850	97
4	270	20	41	800	97
5	90	42	20	800	97

* - Границя допустимої основної відносної похибки при вимірюванні ПД фотонного випромінювання 6 MeV імовірністю 0,95 %

З таблиці видно, що зміщення фантома на 45°; 90°; 270°; 315° не впливає на точність вимірювання ПД в нирках і кишечнику, вона становить 97 % при кожному кутовому пересуванні. Розподіл ПД у критичних органах черевної порожнини фантома, представлений на фіг. 4а-д, показує змінення їх розташування при послідовному переміщенні фантома на 45°; 90°; 270°; 315° і підтверджує сталість розташування ізоцентра 1 при кожному кутовому пересуванні фантома та відповідає точці L1 поперекового відділу хребта.

Таким чином використання пристрою, що заявляється, для моделювання розподілу в критичних органах фантома людини ПД ІВ забезпечує при кожному кутовому переміщенні точне позиціонування фантома зі збереженням високої точності вимірювання ПД. В результаті досягається оптимальний розподіл ПД в моделі кожного критичного органа людини, який дозволить об'єктивно оцінити реальний розподіл радіаційних навантажень в біологічних об'єктах при аварійній ситуації.

Джерела інформації:

1. Использование Монте-Карло моделирования для оценки дозовых нагрузок на органы и ткани пациента во время рентгенологических исследований / С.А. Кутень, А.А. Хрущинский, В.Ф. Миненко, Т.С. Кухта // Фундаментальные и прикладные физические исследования 2002-2009 гг.: сборник научных трудов. - Минск: БГУ, 2009. - С. 359-378.

2. Пат. 2289826 Российская Федерация, МПК G01T1/161. Устройство для определения дозы ионизирующих излучений / Смиранный Л.Н. (RU); заявник і патентовласник Смиранный Л.Н. (RU). - № 2005118286/28; заявл. 15.06.2005; опубл. 20.12.2006, бюл. № 35.

3. Хамидулин Т.М. Оценка распределения дозы по телу пострадавшего при аварийном облучении с помощью воксел-фантомной технологии / Т.М. Хамидулин, В.Ю. Соловьев // MEDLINE. RU. - 2011. - Т. 12, № 2. - С. 474-482.

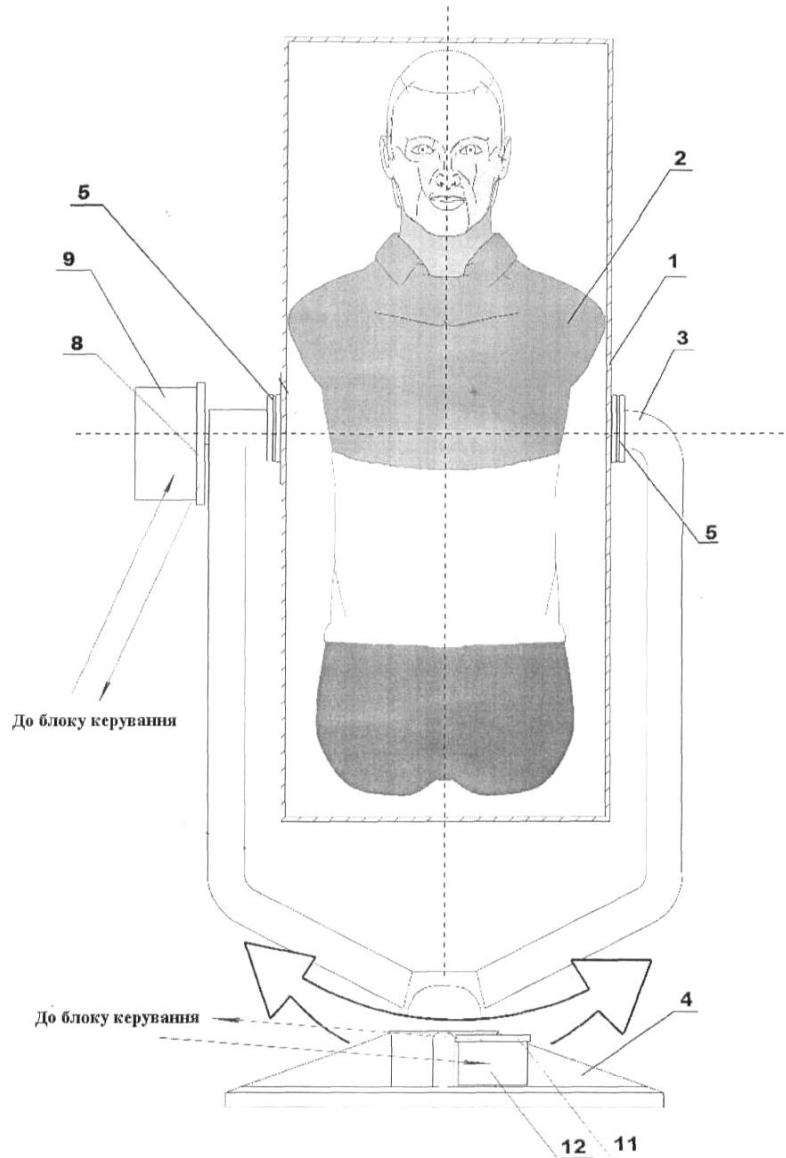
4. Старенький В.П. Порівняльна оцінка розподілу тканинних та інтегральних доз при лікуванні хворих на лінійному прискорювачі електронів ЛУЕВ - 15 М1 та гамма-терапевтичному апараті РОКУС-АМ / В.П. Старенький, Л.З. Калмиков // Укр. радіол, журн. - 1996. - Т. IV, Вип. 3. - С. 248-252.

5. Організаційно-технічні аспекти впровадження сучасного інформаційно-комп'ютерного забезпечення у радіотерапевтичному відділенні / В.П. Старенький, Л.Л. Васильев, В.В. Карвасарська, Л.О. Авер'янова // Наукові праці [Чорноморського державного університету ім. Петра Могили комплексу "Києво-Могилянська академія"]. Серія: Техногенна безпека. - 2014. - Т. 238, Вип. 226. - С. 110-113.

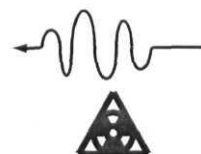
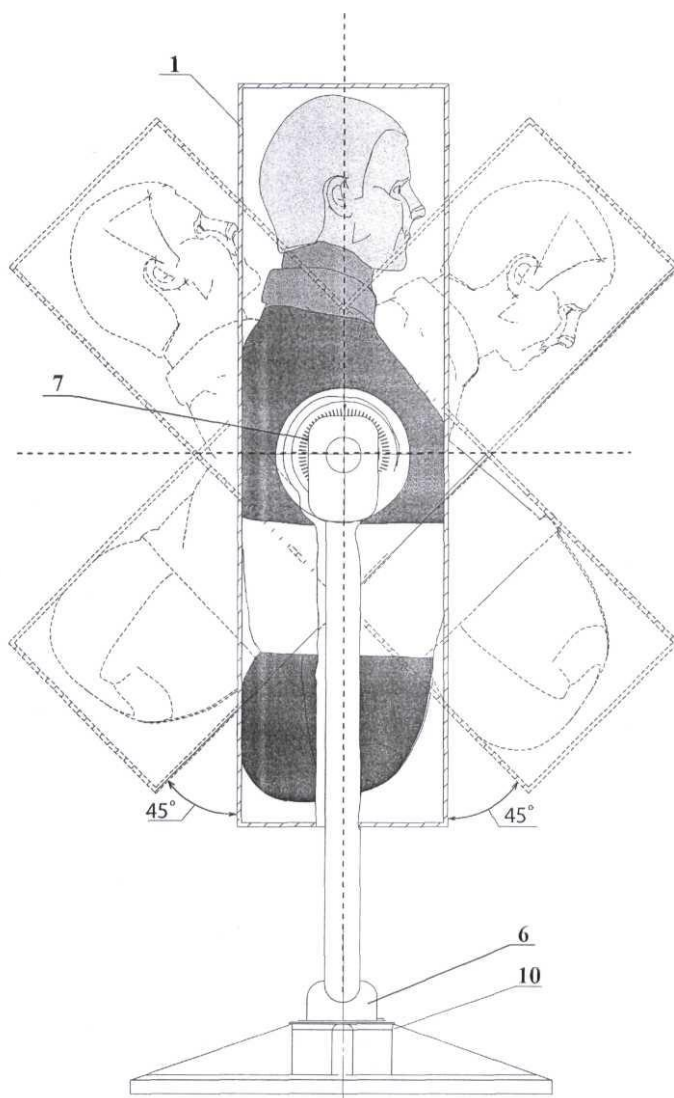
ФОРМУЛА КОРИСНОЇ МОДЕЛІ

Пристрій для моделювання розподілу в критичних органах фантома людини поглинутої дози іонізуючого випромінювання різного спектра, що містить прямокутний, вертикально встановлений корпус з фантомом людини, усередині якого розміщені детектори іонізуючого випромінювання, який відрізняється тим, що корпус і міцно закріплений в ньому фантом встановлено з можливістю переміщення в горизонтальній і вертикальній площинах на U-

5 подібній несучій рамі з основою, додатково містить два кутоміри, один з яких розташований на бічній стінці корпусу по його горизонтальній осі, а другий - на основі корпусу по його вертикальній осі, при цьому кожний з кутомірів кінематично пов'язаний через датчики кутового положення фантома по горизонталі і вертикалі відповідно до приводів горизонтального і вертикального переміщення, які з'єднані з відповідними блоками керування.



Фіг. 1



Фиг. 2

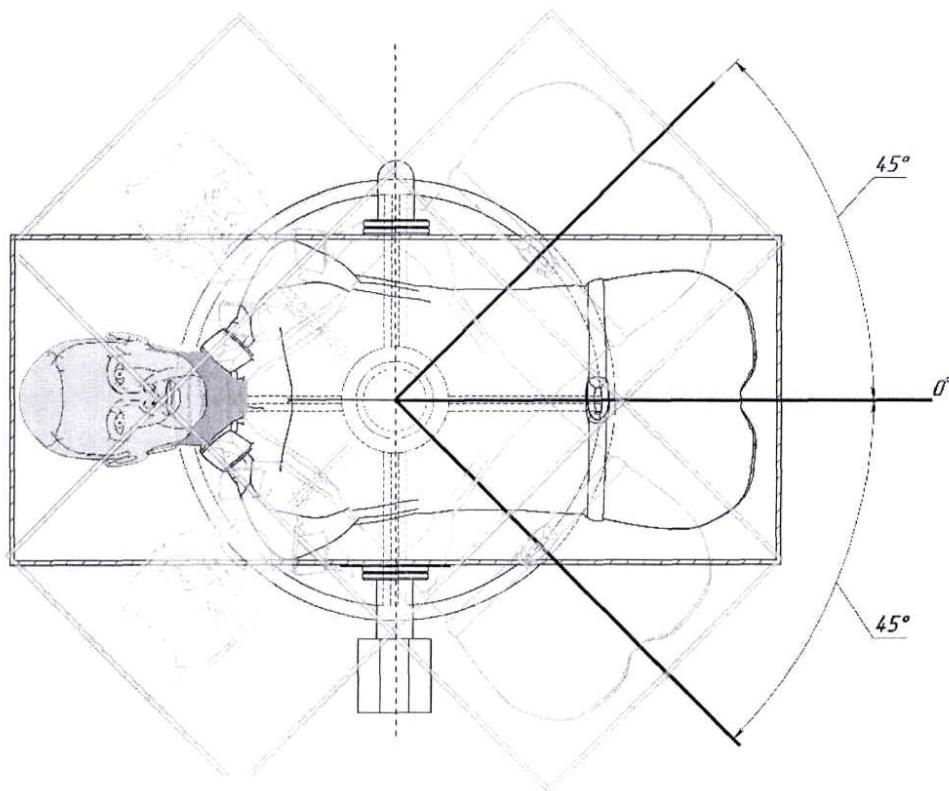


Fig. 3

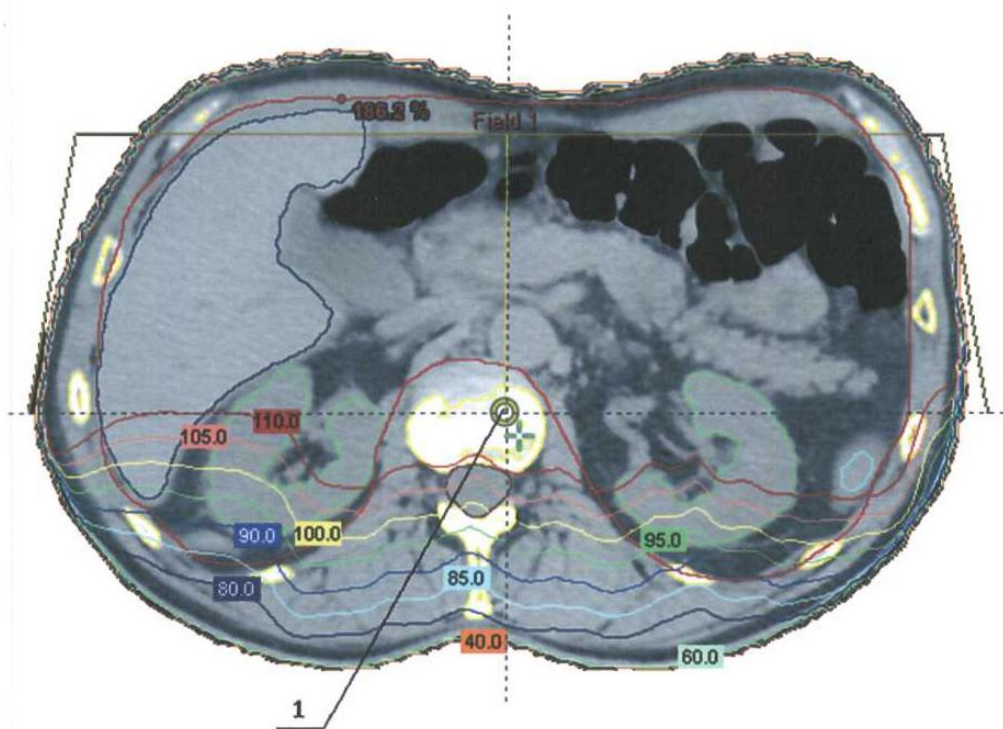
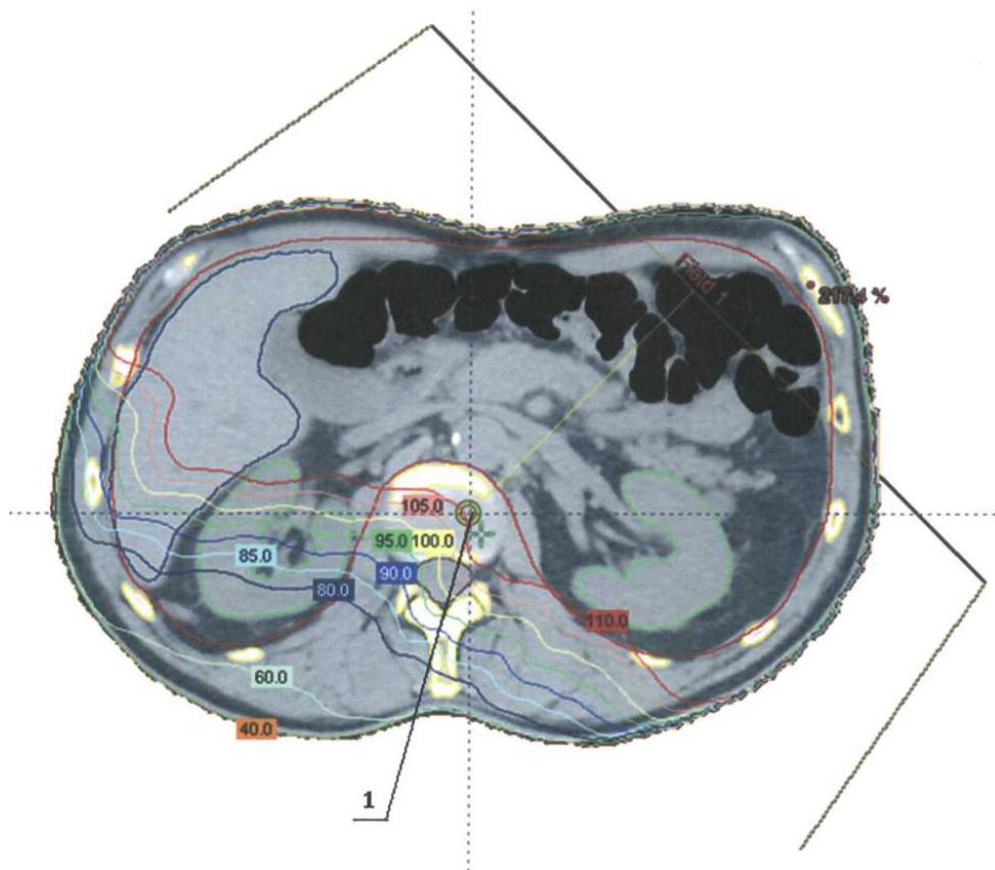
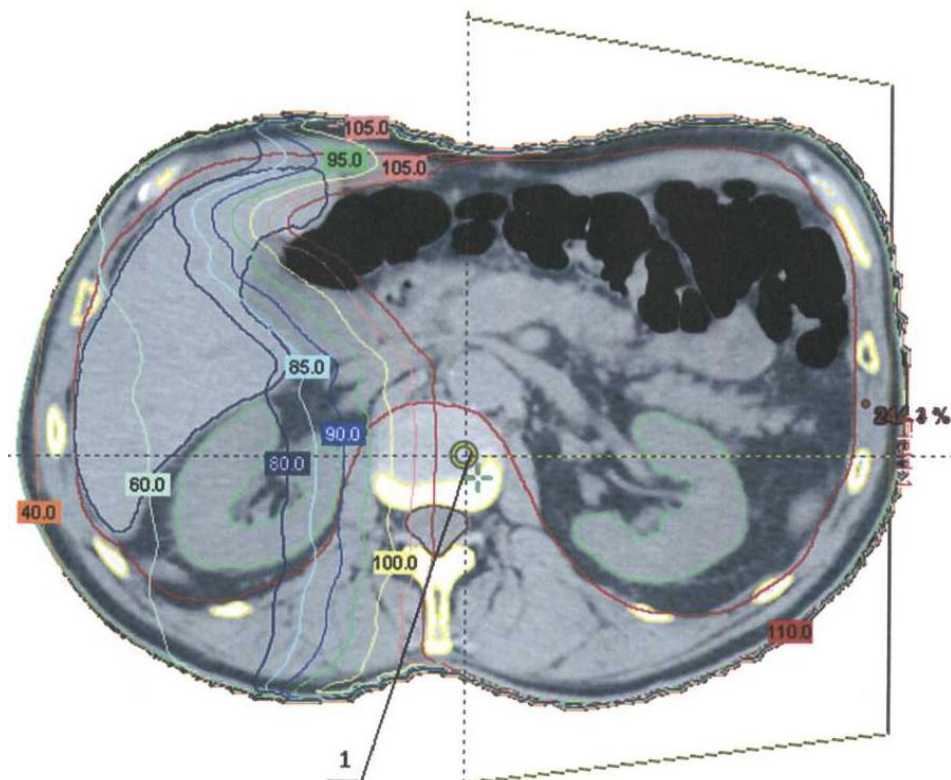


Fig. 4a



Фиг. 4б



Фиг. 4в

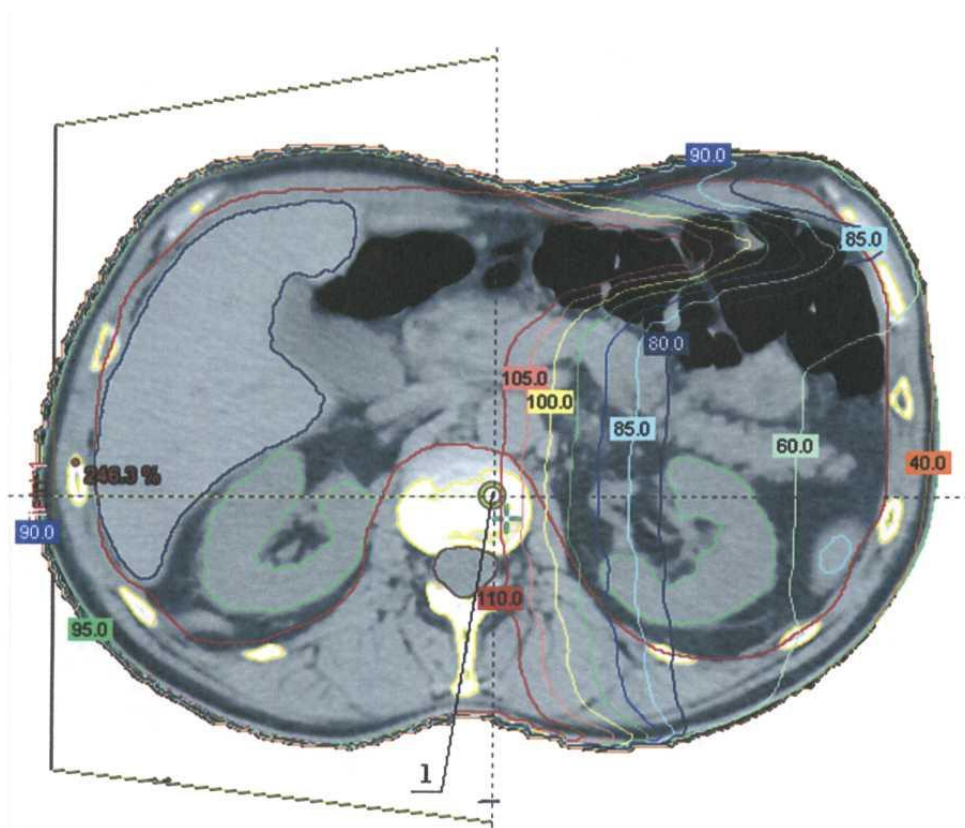
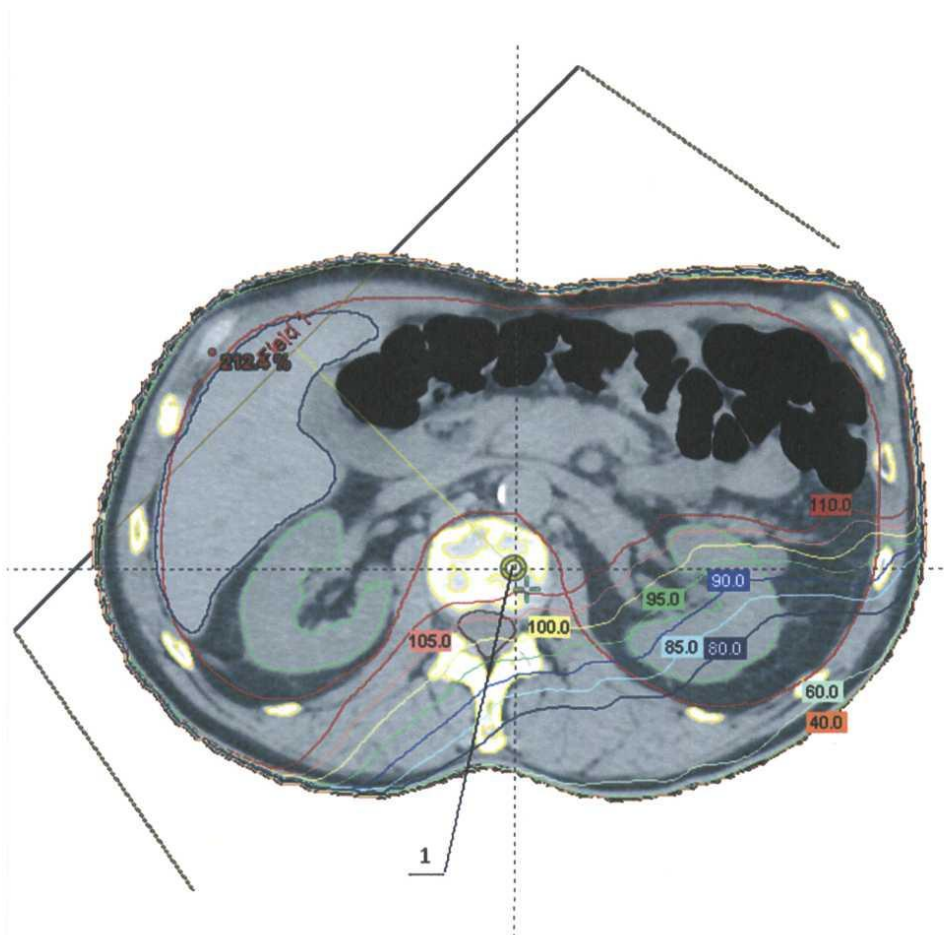


Fig. 4r



Фіг. 4д

Комп'ютерна верстка О. Гергіль

Міністерство економічного розвитку і торгівлі України, вул. М. Грушевського, 12/2, м. Київ, 01008, Україна

ДП "Український інститут інтелектуальної власності", вул. Глазунова, 1, м. Київ – 42, 01601